

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-170854

(43)Date of publication of application : 24.07.1991

(51)Int.Cl.

G01N 27/327

(21)Application number : 01-309176

(71)Applicant : NEW JAPAN RADIO CO LTD

(22)Date of filing : 30.11.1989

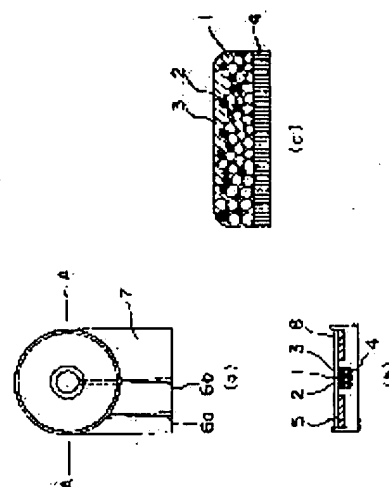
(72)Inventor : OKUMA KOICHI

(54) BIOSENSOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To perform highly sensitive measurement by allowing a biodynamic substance and a buffer solution to coexist in a conductive support formed from conductive fine particles using a water-absorbable resin to integrate an electrode and the biodynamic substance.

CONSTITUTION: Conductive fine particles 1 to which gold plating is applied and a powder of a sodium acrylate polymer 3 being a water-absorbable resin are mixed in a desired ratio to fill the upper space of a gold electrode 4. Subsequently, an enzyme solution prepared by dissolving glucose oxidase 2 in a buffer solution is added thereto. The amount of the enzyme solution is adjusted so that water absorbability is held even after addition. A silver/silver chloride electrode 5 is arranged to the outer periphery of the adjusted acting electrode through an insulating substrate 7 and covered with a porous polycarbonate film 8 to exclude the high-molecular compound in a sample. A glucose-containing sample is dripped on this sensor and a constant voltage pulse is applied to the acting electrode with respect to the electrode after a predetermined time and the current value after a short time is set to the response value of the sensor.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平3-170854

⑤ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)7月24日

G 01 N 27/327

7235-2G G 01 N 27/30 351

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全3頁)

⑭ 発明の名称 バイオセンサ

⑮ 特 願 平1-309176

⑯ 出 願 平1(1989)11月30日

⑰ 発 明 者 大 熊 廣 一 埼玉県上福岡市福岡2丁目1番1号 新日本無線株式会社
川越製作所内

⑱ 出 願 人 新日本無線株式会社 東京都港区虎ノ門1丁目22番14号

明 細 書

1. 発明の名称

バイオセンサ

2. 特許請求の範囲

金、白金、白金黒等貴金属微粒子、貴金属を析出または吸着させた微粒子、カーボン微粒子、グラファイト微粒子などの導電性微粒子を吸水性樹脂を用いて成形することで形成した導電性支持体中に酵素、微生物等の生体機能物質と緩衝液を共存させた生体機能物質含有導電性基板層が少なくとも電極の一部を構成し、電極と生体機能物質を一体化したことを特徴とするバイオセンサ。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、食品分析や臨床検査分野などで使用する液体状の試料をセンサ部に滴下するだけで特定成分を検出することができる使い捨て型ハンドタイプバイオセンサに関する。

(従来の技術)

白金や炭素表面に酵素、抗体、微生物等生体機

能物質を固定化したバイオセンサが種々の化学物質を迅速かつ連続的に測定できることは既に知られている。

従来、このバイオセンサには、生体機能物質を含有した膜を別途調製しておき、これを電極上に装着するか、生体機能物質をガラスビーズ等の多孔質物質に固定後、カラムに充填し、その後に電極を配置する構造のものと、表面を化学処理した電極に酵素等を塗布し、酵素等と電極表面との間に共有結合を形成させて固定化した構造のものがあつた。

これらのバイオセンサの性能は、再現性、耐久性、高感度、応答速度等で評価されるが、前者の構造のものでは、応答速度の点で難があり、一方、後者の構造のものでは、固定化密度を大きくすることが困難であつた。

また、近年、酵素反応に伴う物質の増減を検出するのではなく、酵素反応に伴う酵素の電子授受を直接メディエータを介して電極上で検出する新しい方式のものも考えられている。

(発明が解決しようとする課題)

従来のバイオセンサでは、電極出力が電極の表面積に比例しているため、微少化にともない感度が低下し、ノイズ対策が大きな問題となってくる。

一方、メディエータを用いる方式のものでは、酵素における電子授受を直接検出するため、試料中の溶存酵素量などを問題にする必要はないが、メディエータが酵素を阻害するため、酵素活性が低下するなどの問題があった。

本発明は、上記問題を解消するためになされたもので、電極と生体機能物質を一体化した高応答性に優れたバイオセンサを提供することを目的とする。

(課題を解決するための手段)

上記目的を達成するため、本発明のバイオセンサは、金、白金、白金黒等貴金属微粒子、貴金属を析出または吸着させた微粒子、カーボン微粒子、グラファイト微粒子などの導電性微粒子を吸水性樹脂を用いて成形することで形成した導電性支持体中に酵素、微生物等の生体機能物質と緩衝液を

きを施した平均粒子径 $5.0 \sim 5.2 \mu\text{m}$ の導電性微粒子(商品名マイクロパールAU:積水ファインケミカル(株))、2は酸化酵素であるグルコースオキシダーゼ、3は吸水性樹脂のアクリル酸ソーダ重合体(商品名スミカゲル:住友化学工業(株))、4は金電極、5は銀/塩化銀電極、6a、6bはリード線、7は絶縁性基板、8はポリカーボネート膜である。

グルコースオキシダーゼ2により、グルコースはグルコン酸と過酸化水素に分解されるが、この酵素と金電極を組合せて、グルコース濃度に対応した過酸化水素の酸化電流を測定することにより、グルコース濃度を検出するものである。

金電極4の上部空間に、金めっきを施した導電性微粒子1(マイクロパール、粒径 $5.0 \sim 5.2 \mu\text{m}$)とアクリル酸ソーダ重合体3の粉末($10 \mu\text{m}$)を7対3の割合で混合し、充填する。

次に、グルコースオキシダーゼ2、1000ユニットをpH7.0りん酸緩衝液5mlに溶解し、酵素液を調製する。この酵素液を充填した導電性微粒子

共存させた生体機能物質含有導電性基板層が少なくとも電極の一部を構成するようにしたものである。

(作用)

本発明のバイオセンサは、電極の一部を構成する導電性基板層を導電性微粒子で構成したので、見掛け上は微少電極でも従来のものより反応表面積を数十～数百倍以上にすることができる。

従来のバイオセンサ電極では、電極表面上でのみ反応が生ずるが、本発明のセンサでは、吸水性樹脂が導電性微粒子の間隙に存在するため、被検液が電極の深部にまで速やかに浸透し、電極全体で反応が進行して感度が上がる。

(実施例)

第1図(a)は本発明の一実施例を示す平面図、第1図(b)は第1図(a)のA-A断面における断面図、第1図(c)は第1図(b)の一部分を拡大した拡大図である。

図において、1はジビニルベンゼンを主成分とする架橋共重合体からなる基材粒子表面に金め

くと吸水性樹脂に添加する。酵素液量は、添加した後も吸水性樹脂の吸水能が50%以上に保持されるよう調整されている。

このように調整した作用極の外周に絶縁帯を介して銀/塩化銀電極5の対極を配置し、この作用極、対極を多孔質ポリカーボネート膜8で被覆し、試料中のタンパク質等高分子化合物を排除するようにしてある。

このセンサ上にグルコース含有試料を滴下し、所定時間(1分)経過後、銀/塩化銀電極5に対して作用極に0.95Vの定電圧パルスを印加し、5秒後の電流値をセンサ応答値とする。

試料を滴下すると、試料が吸水性樹脂により速やかに作用極内部にまで吸収され、グルコースオキシダーゼによりグルコースは分解され、過酸化水素が発生する。作用極である金電極4に0.95V印加することによって生成した過酸化水素は酸化され、酸化電流が生ずる。この酸化電流は、グルコース濃度に比例している。この際、りん酸緩衝液は電解液として機能する。

なお、導電性微粒子、作用電極にカーボン等を用いれば、材料費が軽減でき、安価なバイオセンサを得ることができる。

(発明の効果)

以上説明したように、本発明によれば、導電性微粒子を吸水性樹脂を用いて成形することで形成した導電性支持体中に生体機能物質と緩衝液を共存させて電極と生体機能物質を一体化したため、電極表面上だけでなく電極内部においても酵素反応等が進行するため、電極表面の大きさに比較して高感度な計測ができるようになる。また、導電性微粒子の支持体に吸水性樹脂を用いているため、試料吸収が速やかで、高速応答性が損われることがない。

4. 図面の簡単な説明

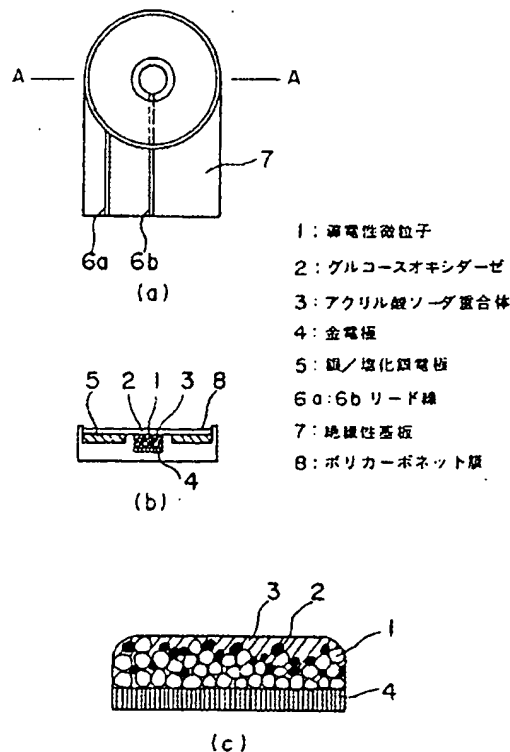
第1図(a)は本発明の一実施例を示す平面図、第1図(b)は第1図(a)のA-A断面における断面図、第1図(c)は第1図(b)の一部分を拡大した拡大図である。

1…導電性微粒子、2…グルコースオキシダーゼ

3…アクリル酸ソーダ重合体、4…金電極、5…銀/塩化銀電極、6a、6b…リード線、7…絶縁性基板、8…ポリカーボネート膜。

なお図中同一符号は同一のものを示す。

特許出願人 新日本無線株式会社



第1図